



Republik  
Österreich  
Patentamt

(11) Nummer: **E 21 620 B**

Übersetzung der europäischen  
**PATENTSCHRIFT**  
Veröffentlichungsnummer: 0 076 069 B1

(21) Anmeldenummer: 82304919

(51) Int.Cl.<sup>4</sup> : **A61F 11/04**

(22) Anmeldetag: 17. 9.1982

(45) Ausgabetag: 10.11.1986

(54) **EINKANALANREGUNGSSYSTEM FÜR DAS GEHÖR.**

(30) Priorität:

18. 9.1981 US 303547

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:

6. 4.1983, Patentblatt 83/14

(45) Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:

27. 8.1986, Patentblatt 86/35

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT CH DE FR GB IT LI NL SE

(56) Entgegenhaltungen:

US-A -2995633 US-A -3384090  
PROCEEDING OF THE ROYAL SOC.MED.VOL. 70, JUNE 1977,  
PAGES 379-383; E.DOVEK ET AL.: "A NEW APPROACH TO THE  
COCHLEAR IMPLANT"

(73) Patentinhaber:

HOCHMAIR, INGEBORG J.  
JAUNERSTRASSE 27  
A-1130 VIENNA (AT).

HOCHMAIR, ERWIN S.  
JAUNERSTRASSE 27  
A-1130 VIENNA (AT).

(72) Erfinder:

HOCHMAIR, INGEBORG J.  
JAUNERSTRASSE 27  
A-1130 VIENNA (AT).

HOCHMAIR, ERWIN S.  
JAUNERSTRASSE 27  
A-1130 VIENNA (AT).

Anmerkung:

Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents im Europäischen Patentblatt kann jeder beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß § 5 PatVEG vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Österreichischen Patentamt nicht geprüft!

DVR 0076018

**BEST AVAILABLE COPY**

B  
079  
TZ  
7

Die Erfindung bezieht sich allgemein auf eine Vorrichtung zur Nerven- und Muskelstimulation, z.B. zur Erleichterung des Hörens bei Tauben; insbesondere bezieht sich die Erfindung auf Stimulationsvorrichtungen mittels elektrischer Signale.

Die Verwendung subkutan implantierter Hörgeräte ist bekannt. Die US-PS 3209081 beschreibt eine Vorrichtung, die in den Mastoidknochen implantiert wird. Der Empfänger ist mit dem Knochen direkt verbunden, durch den die Schallwellen zum Innenohr geleitet werden können.

In jüngerer Zeit wurden implantierte prothetische Geräte zur Stimulierung des Hörnervs mittels elektrischer Impulse bekannt. Die US-PS 3449768 beschreibt die Verwendung codierter Impulszüge zur Erzeugung eines elektrischen Gradientenfeldes zur Erleichterung von Seh- oder Gehörstimulierungen. Die US-PS 3752929 beschreibt die Verwendung einer Elektrode mit zwei langen Leitern zum Implantieren in die Cochlea.

Schindler et al, "Multielectrode Intracochlear Implants" Arch Otolaryngol, Vol. 103, December 1977 beschreibt die Anwendung der räumlichen Erregung des Cochlear-Nervs bei Katzen. Clark und Hallworth, "A Multiple-Electrode Array for Cochlear Implant", J. Laryngol, Otól, 90/7, 1976 beschreibt eine Bandanordnung mit mehreren langgestreckten

flachen Elektroden, die zur Stimulation des Hörnervs längs der Länge der Cochlea angeordnet werden. Ebenso hat die Stanford Auditory prosthesis group Bündel dünner Drähte durch direkte Anordnung im Hörnerv verwendet.

- 5 In unserer US-PS 4284856 ist ein mehrere Kanäle aufweisen-  
des System zur Gehörstimulierung beschrieben, bei dem  
eine gezielte Erregung der Cochlea durch Anwendung eines  
mehrere Elektroden aufweisenden Prothesegeräts erreicht  
10 wird, das in die Skala Tympani der Cochlea eingesetzt  
wird. Durch selektive Erregung der Cochlea mit dem meh-  
rere Elektroden aufweisenden Prothesegerät können vom  
Patienten unterschiedliche Töne wahrgenommen werden.

- Die notwendige Implantation der mehrere Elektroden auf-  
weisenden Prothese birgt jedoch einige Risiken und zer-  
15 stört unausweichlich restliche Haarzellen, die die grund-  
legenden Wahrnehmungseinheiten im Innenohr sind. Dement-  
sprechend wird diese Prozedur nicht für taube Kinder  
empfohlen. Darüber hinaus kann nach einer Verknöcherung  
des Innenohrs das Prothesegerät nicht in die Cochlea ein-  
20 gesetzt werden.

- Die Anordnung einer Elektrode außerhalb der Cochlea zur  
elektrischen Stimulation des Cochlea-Nervs wurde zum  
Zwecke experimenteller Untersuchungen vorgeschlagen. Die-  
se Versuche haben jedoch den Patienten Schmerzen berei-  
25 tet und die Stimulation der Elektrode ist auf Frequenzen  
unterhalb 500 Hz beschränkt und es wurden nur begrenzte  
Sprechmusterkomponenten angewendet. Ferner wurden die  
Untersuchungen nur für begrenzte Zeiträume durchgeführt;  
die Elektroden wurden danach vom Patienten entfernt. Die  
30 Versuche sind beschrieben in Proceedings of the Royal  
Soc. Med, Band 70, Juni 1977, Seiten 379 bis 383.

Eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist ein verbessertes System zur Gehörstimulierung zur dauernden Verbesserung des Hörens.

5 Eine weitere Aufgabe der Erfindung ist ein System zur Gehörstimulierung, das leichter in einen Patienten eingesetzt werden kann.

Eine weitere Aufgabe der Erfindung ist ein Verfahren zur Stimulation der Cochlea, ohne daß in die Cochlea eine Elektrode eingesetzt werden muß.

10 Die vorliegende Erfindung stellt ein System zur beständigen Gehörstimulierung bereit, mit:

Übertragungsvorrichtungen zur Erzeugung und Übertragung eines Frequenzbandsignals mit vorausbestimmten amplituden- und frequenzabhängigen Charakteristika, die Sprachsignalen  
15 entsprechen,

einer Empfangsvorrichtung zum Empfang des besagten Frequenzbandsignals,

Elektroden zur Positionierung in der Nähe der Cochlea und

20 eine Zwischenverbindungs Vorrichtung, die die Empfangsvorrichtung und die Elektroden verbindet, wobei die Elektroden auf das Frequenzbandsignal ansprechen und als Reaktion auf Sprachsignale ein elektrisches Feld zur Stimulierung der Cochlea schaffen, das dadurch gekennzeichnet ist, daß die Elektroden eine Stimulierungselektrode und eine Masseelektrode oder neutrale Elektrode

25 umfassen, von denen die letztere eine wesentlich größere Oberfläche besitzt als die Stimulierungselektrode, so daß die Stromdichte im Bereich der Stimulierungselektrode  
30 mehrmals größer ist als die Stromdichte an der Masseelek-

trode oder neutralen Elektrode, wobei die Stimulierung am Berührungspunkt der Stimulierungselektrode konzentriert ist, indem beide Elektroden zur Positionierung in der Nähe, jedoch außerhalb, der Cochlea eingerichtet sind.

- 5 In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung enthält ein System zur Gehörstimulierung einen einkanaligen Signalsender, der an einer Person getragen werden kann, und einen subkutan in einen Patienten implantierten einkanaligen Empfänger. Der Empfänger enthält mehrere Elektroden, die in unmittelbarer Nähe zur Basis der Cochlea  
10 angeordnet werden.

Es wird ein Elektrodenpaar verwendet, wobei die aktive Elektrode insgesamt scheibenförmig ist und einen Durchmesser von etwa 1,5 bis 2 mm aufweist. Die Masseelektrode  
15 ist größer als die aktive Elektrode und wird in einem Abstand von 2 bis 10 mm von der aktiven Elektrode angeordnet. Infolgedessen kann ein kleines elektrisches Feld erzeugt werden, das den Cochlea-Nerv stimuliert ohne auch die anderen Nervenfasern zu stimulieren. Die die Elektroden verbindenden Drähte sind mit einer geeigneten Isolierung  
20 abgedeckt, um die Erregung kutaner Nervenfasern zu verhindern. Die aktive Elektrode wird vorzugsweise in dem runden Fenster an der Basis der Cochlea oder am Promontorknochen angeordnet.

- 25 Im Betrieb können die Elektroden durch elektrische Signale in einem Frequenzband ausreichender Breite derart erregt werden, daß vollständige Sprechmuster zugeführt werden, ohne dem Patienten Schmerzen zu bereiten oder andere Unannehmlichkeiten bei höheren Frequenzen. Das Frequenz-  
30 bandsignal ist über das Frequenzband durchgehend und nicht auf Frequenzkomponenten beschränkt.

Die Erfindung sowie Ziele und Merkmale derselben werden anhand von Ausführungsformen der Erfindung und der anhängenden Ansprüche im Zusammenhang mit den Zeichnungen verständlich. Es zeigen:

- 5 Fig. 1 einen Querschnitt mit der Darstellung der physiologischen Aspekte des menschlichen Ohrs und der Anordnung der erfindungsgemäßen Stimuliereinrichtung,
- Fig. 2 den physikalischen Aufbau des Signalprozessors,
- 10 des Senders und der implantierten Empfängermodule,
- Fig. 3 ein Blockschaltbild eines erfindungsgemäßen Stimuliergeräts,
- Fig. 4 das elektrische Schaltbild eines Sender- und Empfängernetzwerks der Blockdarstellung der Fig. 2,
- 15 Fig. 5 ein elektrisches Schaltbild eines alternativen Aufbaues einer Sender- und Empfängerkombination.

Fig. 1 zeigt einen Querschnitt mit der Darstellung des äußeren und inneren Aufbaues des Ohrs. Die vorliegende Erfindung umfasst einen äußeren Sender, der einer Spule 10 ein amplitudenmoduliertes Trägersignal zuführt. Die Spule ist auf einem Ohrhaken 12 aus Kunststoff angeordnet, der an der Ohrmuschel 14 befestigt werden kann. Wie im folgenden noch erläutert wird, kann der Sender selbst zweckmäßigerweise in einen Behälter eingesetzt werden, der vom Patienten getragen werden kann, wobei flexible Leiter den Ausgang des Sendermoduls mit der Spule 10 am Ohrhaken verbinden. Alternativ kann die Senderelektronik unter Verwendung bekannter Mikro-Miniaturisierungstechniken so untergebracht werden, daß sie ebenfalls auf dem Ohrhaken 12 sitzt, mit dem Ergebnis, daß nur sehr kurze Leitungen zur Verbindung des Senderausgangs mit

der Senderspule 10 notwendig sind. In dieser Hinsicht ist in Fig. 1 der Sendermodul 16 als am Ohrhaken 12 befestigt gezeigt.

Zwischen dem Schläfenmuskel 18 und dem Schädelknochen 20 ist ein Empfängermodul 22 implantiert. Der Ohrhaken 12 und seine Spule 10 sind so ausgebildet, daß bei auf der Ohrmuschel 14 sitzendem Ohrhaken die Spule 10 des Senders insgesamt axial und seitlich auf die Empfängerspule des Implantats 22 ausgerichtet ist. Zwischen den Ausgang des Empfängermoduls 22 und das zu stimulierende Gewebe ist ein isolierter Leiter 24 geschaltet, an dessen distalem Ende eine stimulierende Spitzenelektrode 26 und eine Masse- oder neutrale Elektrode 28 angeordnet sind. Der Leiter 24 ist vorzugsweise zwischen dem Gewebe geführt, das den äußeren Gehörgang und den Schädelknochen begrenzt, so daß das Trommelfell nicht verletzt zu werden braucht. Genauer, das chirurgische Einsetzen des Implantats beginnt mit einem bogenförmigen retro-aurikularen Einschnitt. Nach Anheben der Knochenhaut wird in den Schläfenknochen eine Vertiefung gefräst und der insgesamt scheibenförmige Empfängermodul wird innerhalb der Vertiefung angeordnet und mittels gewebebildenden Klebstoffs und Nähten am Knochen befestigt. Die den Empfängermodul mit den Elektrodenflächen verbindenden Leiterdrähte 24 werden ebenfalls in dem gefrästen Knochenkanal bis zum äußeren Ohrkanal angeordnet. Darauf wird das Trommelfell nach vorn gelegt und in die Rückwandung des Ohrkanals zum Schutz der Elektrode eine Nut gefräst. Das Subikulum wird herabgefräst, so daß die runde Fenstermembran oder das Promunturium erreicht werden kann. Nach der Anordnung und Befestigung der Elektrodenflächen an der zu stimulierenden Stelle wird das Trommelfell repositioniert

und der Hörkanal tamponiert. Der Leiter 24 tritt so in die Höhlung des Mittelohrs ein und die aktive Elektrode 26 wird in geeigneter Weise in der Nähe der Basis der Cochlea entweder am Promunturiumsknochen 30 oder an der runden Fenstermembran 32 befestigt.

Wie aus Fig. 2 am besten ersichtlich ist, kann die aktive Elektrode 26 ein kleines Kügelchen oder eine kleine Scheibe am Ende des isolierten Leiterdrahtes 24 aufweisen und einen Durchmesser von beispielsweise 1,5 bis 2,0 mm haben. Die Masse- oder neutrale Elektrode 28 ist so ausgebildet, daß sie im Mittelohr angeordnet wird, und zwar etwa 2 bis 10 mm von der aktiven Elektrode 26 entfernt; ihre Fläche ist vorzugsweise zwei- bis dreimal größer als die der aktiven Elektrode 26. Auf diese Weise wird die Stromdichte im Bereich der aktiven Elektrode einige Male größer als im Bereich der neutralen Elektrode, so daß die Stimulation am Kontaktpunkt der aktiven Elektrode 26 konzentriert wird.

Die in Fig. 2 gezeigte erfindungsgemäße Vorrichtung enthält eine insgesamt mit 34 bezeichnete äußere Einheit und eine insgesamt mit 36 bezeichnete implantierbare Einheit. Die äußere Einheit enthält ein Gehäuse 38, das in einer Tasche des Trägers angeordnet werden kann und ein (nicht gezeigtes) Mikrofonelement enthält, das in dem Bereich des Gehäuses 38 angeordnet ist, in dem Perforationen 40 ausgebildet sind. Auf diese Weise können die Schallwellen das Mikrofon erreichen. Im Gehäuse 38 sind ferner eine Batterie und die noch zu beschreibenden Send- und Signalverarbeitungselektroniken untergebracht. Zur Anzeige des Ladezustandes der Batterie kann eine LED 42 vorgesehen sein. Ferner kann ein Steuerschalter 44



- vorgesehen sein, um die externe Einheit gewünschtenfalls ein- und auszuschalten, oder die Parameter zu verändern, beispielsweise die Verstärkung der Verstärker der Signalverarbeitungselektronik. Die Ausgangsspannung des Sprachprozessors kann ebenfalls variiert werden. Am oberen Ende des Gehäuses 38 ist eine Steckbuchse 46 zur Aufnahme eines Standardsteckers 48 vorgesehen, so daß der Ausgang des Senders über Leiter 50 mit der am Ohrhaken 12 ausgebildeten Sendespule 10 verbunden werden kann.
- 10 Das Implantat 36 umfasst einen runden plättchenförmigen Teil, in dem die Empfängerspule 22 untergebracht ist. Innerhalb der mittleren Öffnung der ringförmigen Spule 22 befinden sich die die Empfängerelektronik umfassenden elektrischen Bauteile. Die Spule und elektrischen Bauteile
- 15 sind in einen geeigneten, mit dem Körper verträglichen Kunststoff eingebettet, beispielsweise Silastik, Teflon oder dergleichen. Der Empfänger ist in einem hermetisch abgedichteten, fluiddichten Gehäuse untergebracht. Das Ausgangssignal des Empfängers wird an der aktiven Elektroden-  
20 trodenspitze 26 und der Masse- oder neutralen Elektrode 28 abgegeben. Die von dem Plättchenbereich des Implantats zu den Elektrodenflächen führenden elektrischen Leiter sind von einer isolierenden, körperverträglichen Hülle umschlossen.
- 25 Der leitende Bereich des an der aktiven Elektrode 26 endenden Leiters ist aus einem federnd wirkenden Material hergestellt, so daß während der Implantation der Leiter so gebogen werden kann, daß die Oberfläche der Kugel- oder Scheibenelektrode zwangsweise gegen den zu stimulierenden Körperbereich gedrückt werden kann, d.h. gegen
- 30 das Promunturium oder die runde Fenstermembran. Bei

Stimulation des Promunturiums kann in den Promunturiums-knochen eine kleine Ausnehmung gebohrt werden, die die aktive Elektrode aufnimmt. Ein geeigneter Klebstoff kann zur Halterung der Elektrode verwendet werden.

- 5 Es sei nun der elektrische Aufbau des erfindungsgemäßen Systems unter Bezugnahme auf die Ausführungsformen der Fig. 3 bis 5 betrachtet. Fig. 3 ist ein Blockschaltbild des Systems. Ein Mikrofon 52 erzeugt ein elektrisches Ausgangssignal, das der Sprachprozessor-Elektronik zuge-
- 10 führt wird, die von einem in gestrichelten Linien dargestellten Kasten 50 umschlossen ist. Im Sprachprozessorkanal befindet sich ein Verstärker 56 mit steuerbarer Verstärkung, dem als Eingangssignal das elektrische Ausgangssignal des Mikrofons 52 zugeführt wird. Der Ausgang des Verstärkers 56 mit steuerbarer Verstärkung ist über ein Band-
- 15 paßfilter 58 an einen Frequenzeinstellkreis 60 "gleicher Lautstärke" zugeführt. Die Sprachprozessorelektronik 54 enthält ferner einen Dynamikkompressor 62, der dem Frequenzeinstellkreis 60 vor- oder nachgeschaltet sein kann.
- 20 Aufbau und Arbeitsweise der Sprachprozessorelektronik 54 sind in unserer zugehörigen Anmeldung Nr. 267405, eingereicht am 26. Mai 1981, beschrieben.

- Das Ausgangssignal des Sprachprozessors 54 moduliert das Ausgangssignal eines Hochfrequenzoszillators in dem am-
- 25 plitudenmodulierten Sendermodul 54. Das modulierte Ausgangssignal des Senders wird über eine Senderspule 66 und einen Kondensator 68 zugeführt, die als Abstimmungsschaltung 70 wirken.

Die implantierte Einheit 36 ist auf der rechten Seite der Haut 72 gezeigt; sie enthält die Empfängerspule 22 und einen hierzu parallelgeschalteten Kondensator 74, die eine abgestimmte Empfängerschaltung 76 bilden. Das  
5 Ausgangssignal der abgestimmten Empfängerschaltung ist als Eingangssignal einem Dioden-Demodulatornetzwerk 78 zugeführt, das in herkömmlicher Weise die Modulationshülle vom hochfrequenten Träger entfernt. Das Ausgangssignal des Dioden-Demodulators wird über die Leitungen 24 den  
10 Oberflächen der aktiven und der neutralen Elektrode zugeführt.

Fig. 4 zeigt das elektrische Schaltbild des amplitudenmodulierten Sendermoduls 64. Das Mikrofon 52 und der an dieses angeschlossene Sprachprozessormodul 54 sind über  
15 einen Widerstand 80 an eine erste Klemme 82 der Sekundärwicklung 84 eines insgesamt mit 86 bezeichneten Transformators angeschlossen. Die Primärwicklung 88 des Transformators ist an einen Hochfrequenz-Oszillator 90 angeschlossen. Zwischen die Klemme 82 und Masse ist ein Hochfrequenz-Entkopplungskondensator 92 geschaltet. Die andere  
20 Klemme der Sekundärwicklung 84 ist direkt mit dem Basisanschluß eines npn-Transistors 94 verbunden. Der Emitterkontakt des Transistors ist an Masse und der Kollektorkontakt an die Mittenanzapfung 96 einer Sendespule 66  
25 66 angeschlossen. Ein Kondensator 68 ist direkt parallel zu der gesamten Sendespule 66 geschaltet; die erforderliche Gleich-Vorspannung für den Transistor 94 wird an einer Klemme 100 zugeführt. Ein weiterer Hochfrequenz-Entkopplungskondensator 102 ist zwischen Masse und die  
30 Verbindung zwischen Spule 10 und Kondensator 68 geschaltet.

Der implantierte Empfängermodul 36 enthält eine Empfängerspule 22 und einen hierzu parallel geschalteten Abstimmkondensator 74. Der Demodulatorteil des Senders enthält eine Halbleiterdiode 104, deren Anode an eine Mittenanzapfung 106 der Empfängerspule 22 und deren Kathode an einen Verbindungspunkt 108 angeschlossen ist. Ein Widerstand 110 und ein Kondensator 112 sind parallel zwischen den Verbindungspunkt 108 und die Klemme 114 der Spule 22 geschaltet. Ein Sperrkondensator 116 liegt in Reihe zwischen dem Verbindungspunkt 108 und der aktiven Elektrode. Die Masse- oder neutrale Elektrode ist direkt an die Klemme 114 angeschlossen.

Im Betrieb wird das Modulationssignal, das aus der Sprache abgeleitet ist und zeitlich variiert, am Ausgang des Sprachprozessors 54 abgegeben und über den Widerstand 80 dem Transistormodulator zugeführt. Ebenso wird der hochfrequente Träger vom Oszillator 90 über den an die Basis des Transistors 94 angeschlossenen Transformator eingespeist. Der Kondensator 92 sowie der Kondensator 102 dienen zur Entkopplung des hochfrequenten Signals von der Gleichstromspeisung. Der Kollektor des Modulationstransistors 94 ist an die Anzapfung des abgestimmten Sendekreises angeschlossen, der die Spule 10 und den Kondensator 68 umfasst. Die Sendespule 10 koppelt das modulierte Trägersignal induktiv auf die implantierte Empfängerspule 22, die zusammen mit dem Kondensator 74 einen abgestimmten Empfängerkreis bildet. Das empfangene Signal wird durch die Halbleiterdiode 104 demoduliert, wobei der Kondensator 112 eine Hochfrequenzentkopplung und der Widerstand 110 den erforderlichen Gleichstrompfad nach Masse darstellen. Der Kondensator 116 dient zur Sperre jeglichen Gleichstromes von den Elektroden.

Wichtig ist, daß durch die Anordnung der Elektroden in der Nähe der Basis der Cochlea, z.B. an der runden Fenstermembran oder am Promunturium, ein konzentriertes elektrisches Feld gebildet wird, das auf die Amplitude und die Frequenz des übertragenen Sprachsignals reagiert, das ein Patient empfangen und als Sprache verstehen kann.

Das Modulationssignal vom Sprachprozessor 54 der Fig. 4 wird über die Sekundärwicklung 84 des Transformators der Basis des Ausgangstransistors 94 zugeführt. Durch die Einleitung des Modulationssignals an der Basis wird eine Sättigung des Ausgangstransistors verhindert. Wird jedoch eine Kollektormodulation angewendet, so könnte diese unerwünschte Sättigung eintreten. Es ist jedoch möglich, das Modulationssignal am Emitter einzuleiten.

Ein alternativer Aufbau einer externen Sprachprozessor- und Senderkombination und einer implantierbaren Empfängerkombination ist in Fig. 5 gezeigt. Hier sind ein einziger Sprachprozessor 54 und eine einzige Gruppe von Stimulierelektroden über einen zweifachen Sendekanal für die Durchführung der transkutanen Stimulation miteinander gekoppelt. Das Ausgangssignal des Mikrofons 52 wird dem Sprachprozessor 54 zugeführt, der ebenfalls gemäß der genannten Anmeldung Nr. 267405 ausgeführt sein kann. Das Modulationssignal vom Sprachprozessor 54 wird einem insgesamt mit 118 bezeichneten Phasensplitter und von diesem amplitudenmodulierten Sendern 120 und 122 zugeführt. Der Phasensplitter enthält einen npn-Transistor 124, dessen Kollektor über einen Widerstand 126 an eine Potentialquelle  $V_c$  und dessen Emitter über einen Widerstand 128 an Masse angeschlossen ist. Das vom Kollektor des Transistors 124 abgegriffene Signal wird dem Sender 120 und das am Emitter

des Transistors 124 abgegriffene Signal dem Sender 122 zugeführt.

- Das Ausgangssignal des Senders 120 ist einer Abstimm-  
schaltung 131 zugeführt, die aus der Sendespule 133 und einem  
5 parallel hierzu geschalteten Kondensator 135 besteht.  
Das Ausgangssignal des Senders 122 wird ähnlich einer  
Abstimm-  
schaltung 130 zugeführt, die aus einer Sendespule  
132 und einem Abstimmkondensator 134 besteht. Unterhalb  
des Schläfenmuskels und hinter der Ohrmuschel des Patienten  
10 ist ein Empfängermodul implantiert, das die Abstimm-  
schaltungen 136 und 138 enthält, die induktiv mit den Abstimm-  
schaltungen 131 und 130 des Senders gekoppelt sind. Die Abstimm-  
schaltung 136 enthält eine Empfängerspule 140 und einen  
zugehörigen Abstimmkondensator 142, während die Abstimm-  
15 schaltung 138 eine Empfängerspule 144 und einen zugehörigen  
Abstimmkondensator 146 enthält. Die Empfängerspule 140  
ist mit einer Zwischenklemme versehen, an die die Anode  
einer Halbleiterdiode 148 angeschlossen ist. Die Kathode  
der Diode ist an einen Verbindungspunkt 150 angeschlossen.  
20 Eine entgegengesetzt gepolte Diode 152 ist zwischen die  
Verbindung 150 und eine Zwischenklemme an der Empfänger-  
spule 144 angeschlossen. Die untersten Klemmen der Empfän-  
gerspulen 140 und 144 sind an einem Verbindungspunkt 151  
miteinander verbunden. Zwischen die Verbindungspunkte  
25 150 und 151 ist eine Parallelschaltung aus einem Hoch-  
frequenz-Bypasskondensator 153 und einem Lastwiderstand  
154 geschaltet. Der Verbindungspunkt 150 ist ferner über  
einen Gleichstrom-Sperrkondensator 155 an die aktive Elek-  
trode und der Verbindungspunkt 151 an die Masse- oder  
30 neutrale Elektrode angeschlossen.

Die in Fig. 5 gezeigte Anordnung wird zur Stimulation nur einer bestimmten Stelle (des Promunturiums oder der runden Fenstermembran) verwendet, wobei die beiden Elektroden eines einzigen Kanals verwendet werden. Die Anordnung enthält jedoch zwei Sendekanäle, die im Gegentakt arbeiten. Der Vorteil der Verwendung der Gegentakt-Anordnung besteht darin, daß der Widerstand 154 sehr groß gemacht (oder sogar weggelassen) werden kann, so daß im wesentlichen die gesamte auf das Implantat übertragene Leistung die Elektrode erreicht, unter Vernachlässigung selbstverständlich der Diodenverluste. Auf diese Weise ist es möglich, die Eingangsleistung verglichen mit dem einkanaligen Sender der Fig. 4 etwa um den Faktor 4 zu verringern.

Die Ausführungsform der Fig. 5 läßt sich als zwei Sendekanäle enthaltend denken, die je im wesentlichen den einkanaligen Sender der Fig. 4 äquivalent sind, wobei hiermit zusammenwirkend ein einziger Empfängerkanal betrieben wird. Da der Widerstand 154 verglichen mit der Elektrodenimpedanz einen großen Wert aufweist, nimmt er jeglichen Gleichstrom-Differenzstrom auf, der sich aus einer Asymmetrie der Sendekennwerte der beiden Sendekanäle ergibt. Er hat ferner den Vorteil, daß er in gleicher Weise wie der Widerstand 110 der Fig. 4 wirken kann, wenn nur ein Sendekanal arbeitet. Durch diesen Aufbau wird daher bei zwar geringerem Wirkungsgrad die Zuverlässigkeit erhöht, da ein zusätzlicher Sendekanal zur Verfügung steht, wenn ein Sendekanal verlorenggeht.

Der Fachmann wird erkennen, daß, statt den Bandpassfilter wie bei der Ausführungsform der Fig. 4 und 5 aus zwei

parallelen abgestimmten Resonanzkreisen aufzubauen, das Bandpassfilter auch mit einem Reihen- und einem Parallel-Abstimmkreis aufgebaut werden kann. Dabei sollte der Eingang des Bandpassfilters nicht strom-, sondern spannungs-  
5 gespeist sein, um ein relatives Maximum der induzierten Spannung am Punkt der kritischen Kopplung zu erzielen. Bei der Anordnung, bei der der Reihen-Abstimmkreis einen Teil des Senders bildet, arbeitet der Ausgangstransistor vorzugsweise im gesättigten Zustand und kann durch Kollektormodulation moduliert werden. Bildet jedoch der Reihen-  
10 Abstimmkreis einen Teil der Empfängerelektronik, so sollte der Parallel-Abstimmkreis des Senders durch einen nicht gesättigten Hochfrequenzverstärker gespeist werden.

Die Erfindung hat sich hinsichtlich der Verbesserung der  
15 Verständnisfähigkeit und des Verständnisses der Sprache als erfolgreich erwiesen. Da beim Einsetzen der Elektroden diese nicht in die Cochlea einzudringen brauchen, werden die bestehenden Gefahren vermindert und eine Beschädigung der Haarzellen der Cochlea vermieden. Ausreichend große  
20 Dynamikbereiche erstrecken sich bis zu etwa 10 kHz. Die Obergrenze der Stimulationsfestigkeit wird durch eine zu große Lautstärke eines Sinneseindrucks und nicht durch Schmerzen hervorgerufen. Ein weiterer Frequenzbereich (z.B. 50 bis 3500 Hz) für ein volles Sprachmuster kann angewendet werden, ohne daß der Patient Schmerz empfindet oder  
25 andere nachteilige Effekte erleidet.

Die Erfindung wurde zwar anhand bestimmter Ausführungsformen beschrieben. Die Beschreibung ist jedoch erläuternd und nicht als die Erfindung einschränkend zu verstehen.



PATENTANSPRÜCHE:

1. System zur beständigen Gehörstimulierung mit:
  - 5 Übertragungsvorrichtungen (52, 64) zur Erzeugung und Übertragung eines Frequenzbandsignals mit vorausbestimmten amplituden- und frequenzabhängigen Charakteristika, die Sprachsignalen entsprechen,
  - einer Empfangsvorrichtung (36) zum Empfang des
  - 10 besagten Frequenzbandsignals,
  - Elektroden zur Positionierung in der Nähe der Cochlea und
  - eine Zwischenverbindungs Vorrichtung (24), die die besagte Empfangsvorrichtung und die besagten
  - 15 Elektroden verbindet, wobei die besagten Elektroden auf das besagte Frequenzbandsignal ansprechen und als Reaktion auf Sprachsignale ein elektrisches Feld zur Stimulierung der Cochlea schaffen, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden eine Stimulierungselektrode (26)
  - 20 und eine Masseelektrode oder neutrale Elektrode (28) umfassen, von denen die letztere eine wesentlich größere Oberfläche besitzt als die Stimulierungselektrode, so daß die Stromdichte im Bereich der Stimulierungselektrode (26) mehrmals größer ist als die Stromdichte an der
  - 25 Masseelektrode oder neutralen Elektrode (28), wobei

die Stimulierung am Berührungspunkt der Stimulierungselektrode konzentriert ist, indem beide Elektroden zur Positionierung in der Nähe, jedoch außerhalb, der Cochlea eingerichtet sind.

5

2. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Stimulierungselektrode (26) eine Kugel oder Scheibe ist, die am Ende eines isolierten Leiters (24) angeordnet ist, der eine Federwirkung aufweist.

10

3. System nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die besagte Übertragungsvorrichtung einen Einkanal-Amplitudenmodulationssender (64) umfaßt.

15

4. System nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die besagte Übertragungsvorrichtung des weiteren ein Mikrofon (52) zum Empfang von Schallwellen enthält, die im wesentlichen den gesamten Sprachfrequenzbereich umfassen und elektrische Signale erzeugen, die den besagten Schallwellen entsprechen; eine mit dem besagten Mikrofon gekoppelte Sprachverarbeitungsvorrichtung (54) zum Empfang der besagten elektrischen Signale und zur Umwandlung der besagten elektrischen Signale in ein Modulationssignal mit vorausbestimmten frequenz- und amplitudenabhängigen Charakteristika;

20

25

eine zum Empfang des besagten Modulationssignals  
gekoppelte Übertragungsvorrichtung (64) zur Erzeugung  
eines hochfrequenten Trägersignals, das dem besagten  
Modulationssignal gemäß moduliert wird und eine  
5 Vorrichtung (66) zur induktiven Kopplung des Ausgangs  
von der besagten Übertragungsvorrichtung an die besagte  
Empfangsvorrichtung.

5. System nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet,  
10 daß die besagte Empfangsvorrichtung zur subkutanen  
Implantation an einer vorausbestimmten Stelle im  
Patienten beschaffen ist und eine Demodulations-  
vorrichtung (78) zur Wiedergewinnung des besagten  
Modulationssignals von dem besagten modulierten  
15 Trägersignal enthält.

1/3

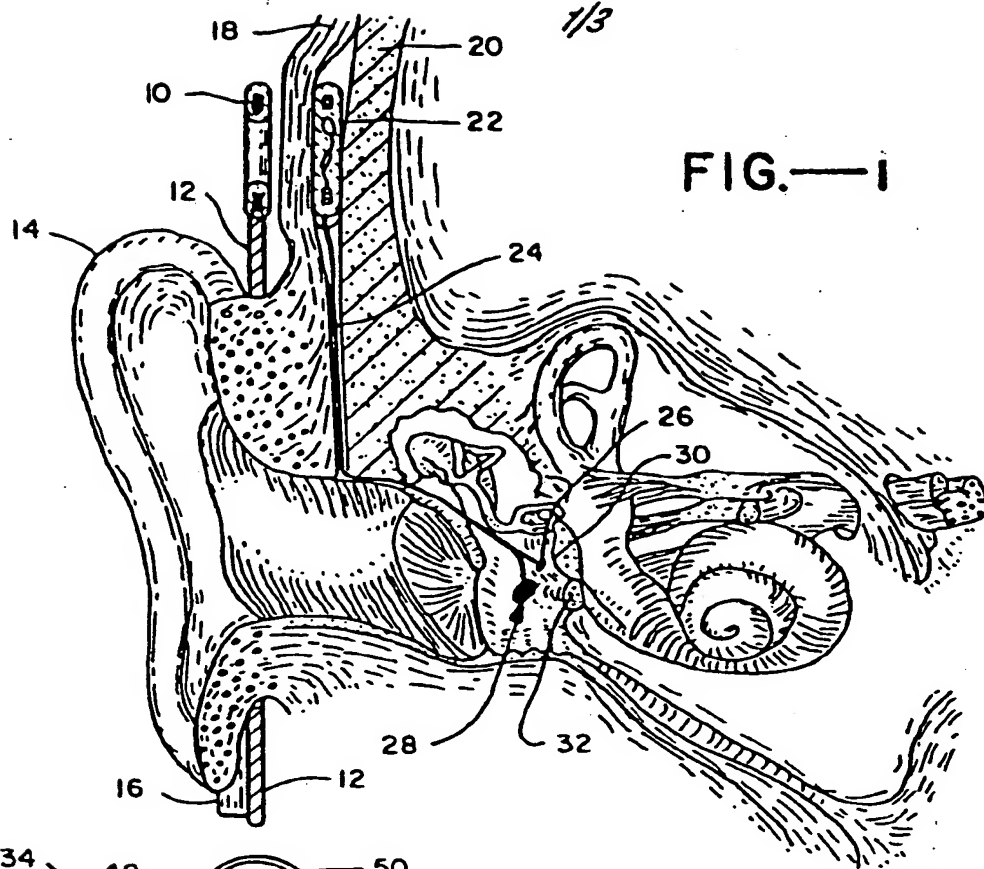


FIG.—1

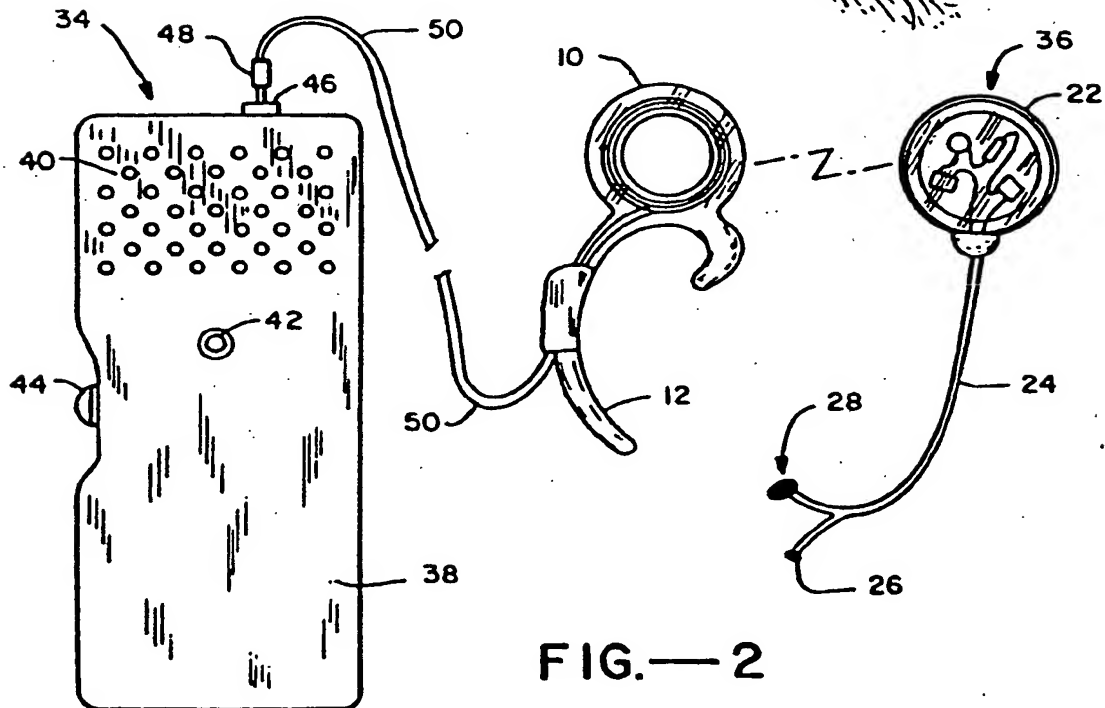


FIG.—2

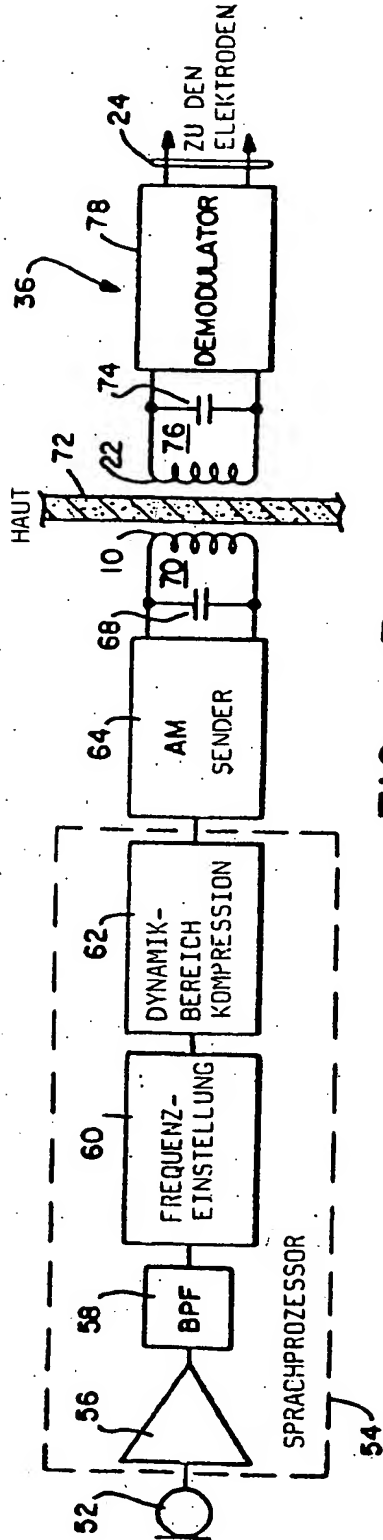


FIG.—3

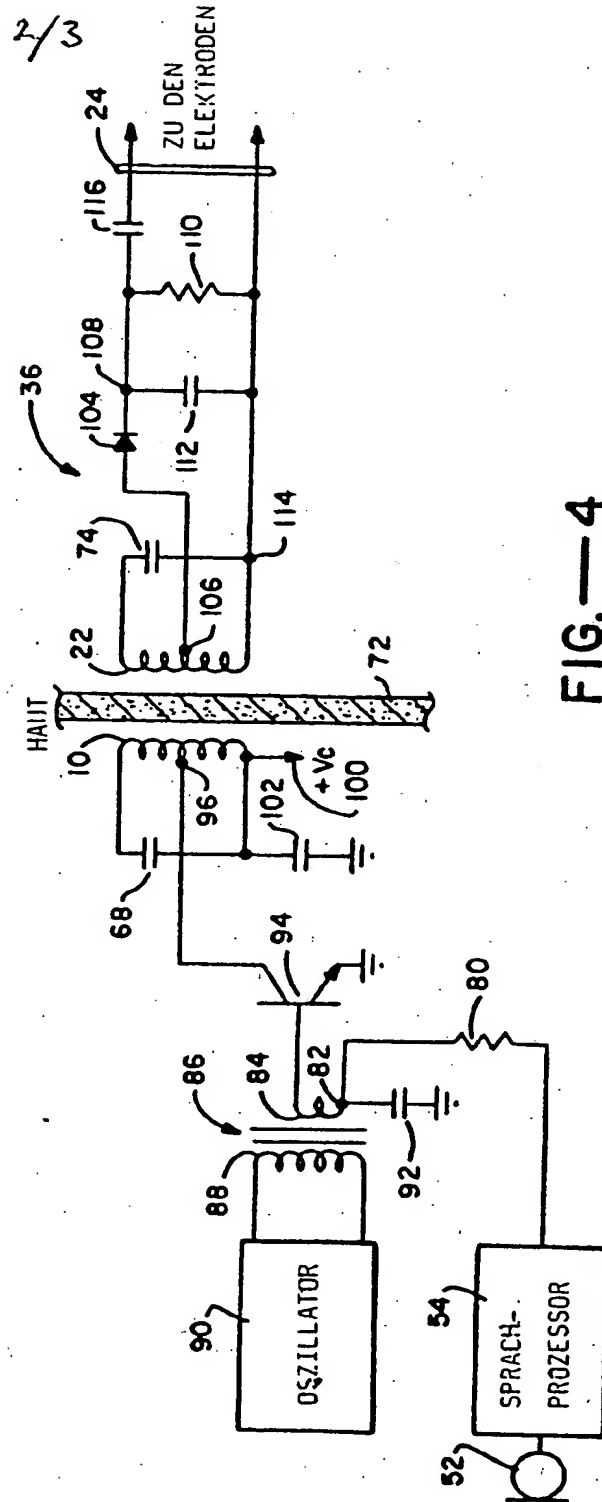


FIG.—4

000000

3/3

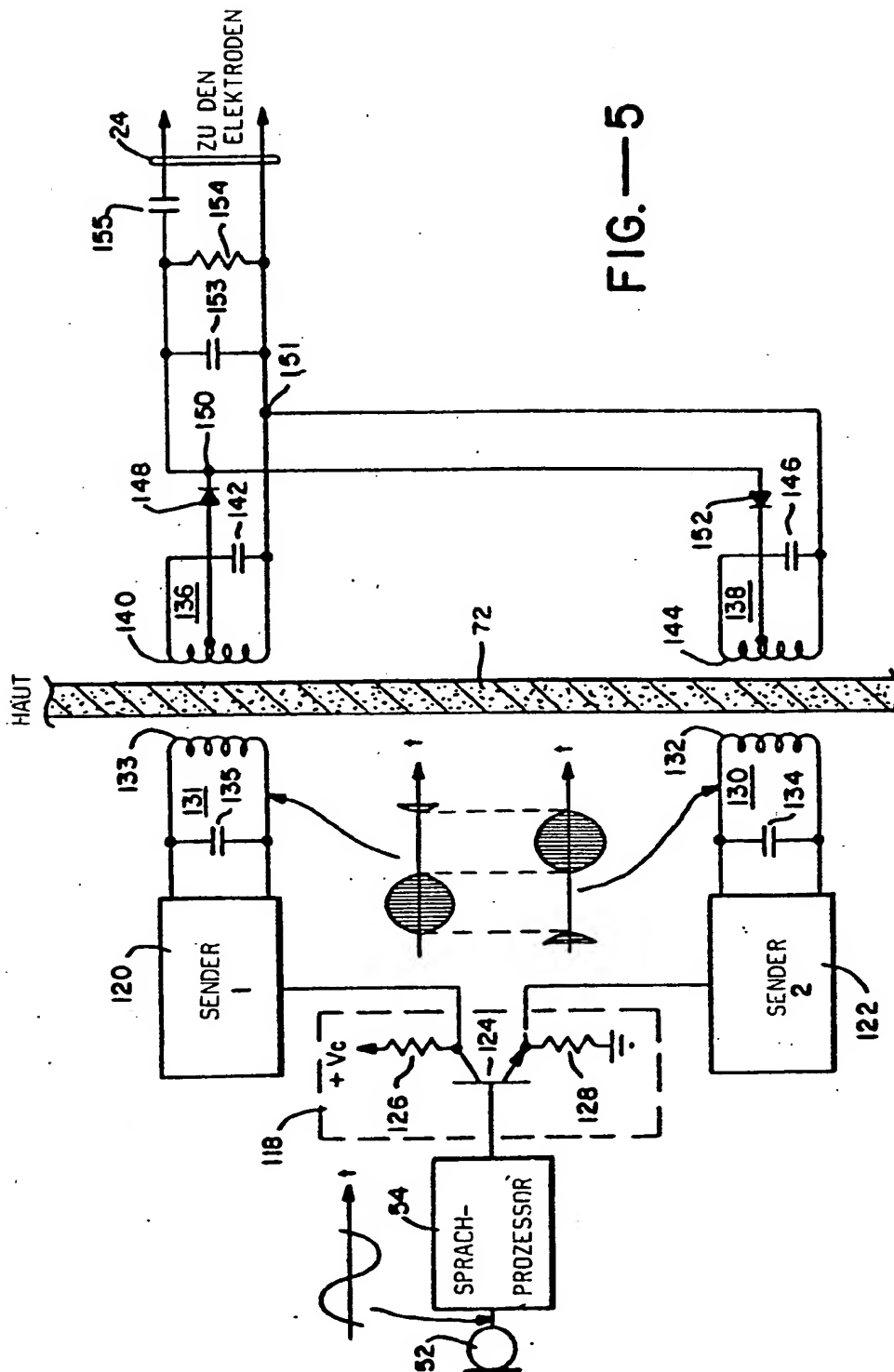


FIG.—5

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**